

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局



(43) 国際公開日
2003 年 10 月 16 日 (16.10.2003)

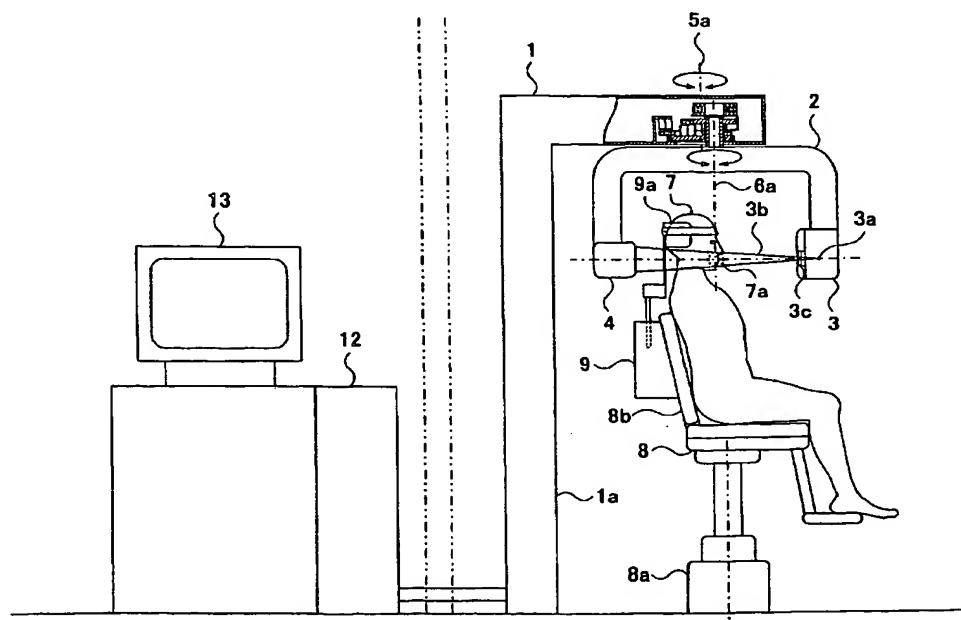
PCT

(10) 国際公開番号
WO 03/084406 A1

- (51) 国際特許分類: A61B 6/14 (72) 発明者: および
(75) 発明者/出願人 (米国についてのみ): 宮野 巖
(21) 国際出願番号: PCT/JP03/04286 (MIYANO, Iwao) [JP/JP]; 〒270-0121 千葉県 流山市 西
初石 3-1 4 4 9-1 9-1 0 5 Chiba (JP).
(22) 国際出願日: 2003 年 4 月 3 日 (03.04.2003) (81) 指定国 (国内): CN, US.
(25) 国際出願の言語: 日本語 (84) 指定国 (広域): ヨーロッパ特許 (AT, BE, BG, CH, CY,
CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HU, IE, IT, LU, MC,
NL, PT, RO, SE, SI, SK, TR).
(26) 国際公開の言語: 日本語
(30) 優先権データ: 特願2002-103124 2002 年 4 月 4 日 (04.04.2002) JP 添付公開書類:
— 国際調査報告書
(71) 出願人 (米国を除く全ての指定国について): 株式会 2 文字コード及び他の略語については、定期発行される
社 日立メディコ (HITACHI MEDICAL CORPORA- 各PCTガゼットの巻頭に掲載されている「コードと略語
TION) [JP/JP]; 〒100-0047 東京都 千代田区 内神田一 のガイダンスノート」を参照。
丁目 1 番 1 4 号 Tokyo (JP).

(54) Title: TOMOGRAPH

(54) 発明の名称: X線CT装置



(57) Abstract: By applying an X-ray cone beam to a local portion such as the whole jaw including the dental arc, teeth, or the jaw joint and its neighboring part to create a panoramic image representing the dentition, the gum, the state of tissues and bones near the same in a greatly shortened time for the image processing time. An imaging apparatus comprises a fixed base of inverted L shape, a revolving arm suspended from the end of the base, and an X-ray generator and two-dimensional X-ray detector opposed to each other and fixed to the respective ends of the revolving arm. The revolving arm is supported horizontally rotatably with respect to the base through a double rotation system. The subject sits on a vertically movable chair, and the height of

[続葉有]

WO 03/084406 A1



the portion to be examined is adjusted to the imaging center of the imaging apparatus. The head of the subject is fixed by a finely adjustable headrest. In imaging, the distance between the centers of the two rotation systems is made substantially corresponding to the dental arc of the subject.

(57) 要約: 本発明のX線CT装置は、歯列弓を含む顎部全体や歯牙や顎関節の周囲などの局所にX線コーンビームを照射して、歯列、歯茎及びその周辺の組織や骨の状態を示すパノラマ画像を得る際の画像処理に要する時間を大幅に短縮化するもので、撮影装置は逆L字型形状の固定架台と、その先端に吊り下げられた旋回アームと、旋回アームの両端に対向して固定されたX線発生装置と二次元X線検出装置とから構成される。旋回アームは架台に対して二重の回転系を介して水平に回転可能な状態で支持される。被検者は上下動可能な椅子に座し、検査部位を撮影装置の撮影中心の高さに合わせる。被検者の頭部は微調整可能な頭受け装置で固定する。撮影時には、二つの回転系の回転中心間の距離を、被検者の歯列弓に概略一致させるようにして行う。

明 細 書

X 線 CT 装置

5 技術分野

本発明は、被検体の一部に X 線を照射しその投影画像を処理して断層像などを撮影する X 線 CT 装置に係り、特に被検体の一部に X 線コーンビームを照射して、その部分の任意の CT 断層画面及びパノラマ画像を得ることのできる歯科医療などの撮影に好適な X 線 CT 装置に関するものである。

10

背景技術

歯科医療では、歯の裏にフィルムを当てて X 線撮影する一般撮影、X 線管とフィルムを同時に回転させて撮影するパノラマ撮影、X 線管とフィルムの距離を大きく取って撮影するセファロ撮影などを行っているのが現状である。歯科用 X 線パノラマ撮影は、歯列に沿って連続的に曲面断層を撮影し、一枚の画像で、歯列とその周辺の組織や骨の状態を示す断層像をパノラマ状に展開して表示するものである。

15

20

従来のパノラマ撮影装置は、被検体を挟んで対向する X 線発生装置と二次元 X 線検出装置を搭載する旋回アームが、例えば前後左右の移動部と回転部とで支持され、被検体の周囲を歯列弓形状に近似させた複雑な軌道を描いて移動するものである。このようなものとして、例えば、特開平 06-78919 号公報に記載された歯科用断層撮影装置がある。

25

また、歯科用の X 線撮影装置として、パノラマ撮影以外に歯牙の横断面画像を得ることのできる X 線 CT 装置が提案されている。このようなものとして、例えば、特開平 09-122118 号公報に記載された医療用 X 線断層撮影装置（第 1 の従来技術）や特開平 11-318886 号公報に記載された X 線 CT 撮影も行えるパノラマ X 線撮影装置（第 2 の従来技術）がある。X 線コーンビームを用いた一般医療用 CT 撮影装置の公知例としては、たとえば特開平 10-192267 号公報に記載された装置（第 3 の従来技術）がある。この装置によれば広範囲にわたって被検

体の断層像を得ることができ、したがって歯列弓を含む顎部にも適用することができる。

一方、被検体の一部にのみ X 線コーンビームを照射して、その部分の任意の断層画面及び立体画像、あるいはパノラマ画像を得るようにした X 線 CT 撮影方法及びその装置に関するものとして、特開 2000-139902 号公報に記載された局所照射 X 線 CT 撮影装置（第 4 の従来技術）がある。この装置は特に歯科への応用において、歯列弓を含む顎部全体ではなく、歯牙や顎関節の周囲などの局所に限定して X 線コーンビームを旋回照射することで、被検体の被曝量を低減し、かつ高分解能の CT 断層画像や三次元立体画像を提供することを特徴としている。

上記の従来技術では、何れも撮影後、画像表示装置に画像として表示するまでの画像演算処理に多大な時間（20 分～約 1 時間）を要することが知られている。

本発明の目的は、上述の点に鑑みてなされたものであり、歯列、歯茎及びその周辺の組織や骨の状態を示すパノラマ画像を得る際の画像処理に要する時間を大幅に短縮化することのできる X 線 CT 装置を提供することにある。

発明の開示

上記目的を達成するため、本発明の X 線 CT 装置は、X 線を発生する X 線発生手段と、この X 線発生手段に対向して配置され、被検体を透過した前記 X 線量を 2 次元的に検出する X 線検出手段と、前記 X 線発生手段と前記 X 線検出手段との間に前記被検体が位置するように前記 X 線発生手段及び前記 X 線検出手段を保持する保持手段と、前記保持手段を前記被検体の周囲に沿って回転駆動する第 1 の回転駆動手段と、前記保持手段に取り付けられ前記第 1 の回転駆動手段を収納する収納手段と、前記 X 線検出手段で検出された前記 X 線量に基づき前記被検体に関する画像を作成する画像処理手段と、この画像処理手段で作成された画像を表示する画像表示手段とを備えた X 線 CT 装置において、前記第 1 の回転駆動手段の回転中心に平行でその回転中心が異なる位置関係となるように前記収納手段に収納され前記保持手段及び前記収納手段を一体的に回転駆動する第 2 の回転駆動手段と、第 1 の撮影モードには前記第 1 の回転駆動手段を駆動制御すると共に、第 2 の撮影モードには前記第 1 の回転駆動手段及び第 2 の回転駆動手段を個別に

駆動制御する駆動制御手段とを備えたことを特徴とするものである。

第 1 の回転駆動手段は、被検体を挟んで対向する X 線発生手段と X 線検出手段とを保持する保持手段を回転させるものである。X 線発生手段と X 線検出手段とによって第 1 の回転駆動手段の回転中心付近の局所部位の周囲を回転するように X 線が照射される。第 2 の回転駆動手段が保持手段と第 1 の回転駆動手段を一体的に回転駆動することによって、第 1 の回転駆動手段の回転中心は、所定の円周上を回転移動するようになる。そこで、第 2 の回転駆動手段によって第 1 の回転駆動手段の回転中心が歯列弓の形状に近似した円周上を移動させて、第 1 の撮影モード (CT 撮影) 時には、X 線局所照射部位の位置決めを行い、第 2 の撮影モード (パノラマ撮影) 時には、第 1 の回転駆動手段の回転中心が歯列弓の形状に概略近似した円周上に沿って移動させながら、照射方向が歯列弓に対して概略直交するように保持手段の回転角度すなわち撮影方向を適宜調整できるようにした。

このように簡単な機械的手段により最適なパノラマ画像を得ることができるようになるので、複雑な画像演算処理は必要なくなり、パノラマ画像を得る際の画像処理に要する時間を大幅に短縮化することができる。円周の形状と実際の歯列弓形状の違いにより、X 線発生源からの被検体までの距離の差が生じ、その結果歯牙の位置によって透視画像の拡大率に差が生じる場合には、歯列弓に概略近似した円周上を移動する回転機構の回転角度に同期させて、採取された部分画像データごとに、画像演算処理においてこの差を補正して全体画像を再構成することにより、正確なパノラマ画像を得ることができる。

図面の簡単な説明

図 1 は本発明に係る X 線 CT 装置の全体構成を示す側面図であり、一部断面構成を示す図である。図 2 は図 1 の一部断面構成部を分かりやすいように拡大して示した部分拡大図である。図 3 は図 1 の実施の形態に係る X 線 CT 装置によって撮影する場合の位置決めの手順を示す図である。図 4 は図 3 の一部拡大図である。図 5 は図 1 の実施の形態に係る X 線 CT 装置によってパノラマ撮影する場合の動作を示す図である。図 6 は図 5 の一部拡大図である。図 7 は第 2 の回転系の回転角度がそれぞれ異なる場合における第 1 の回転系 6 の回転中心と歯牙の中心との

間のずれを示す図である。図 8 は図 7 の各 X 線コーンビームのよって撮影された透視画像の拡大率補正前と補正後の状態を示す図である。図 9 はこの発明に係る X 線 CT 装置の第 2 の回転系の回転部機構の変形例を示す図であり、上方側から見た図である。図 10 は図 9 の X 線 CT 装置によって描かれる回転半径の様子を示す図である。図 11 はこの実施の形態に係る X 線 CT 装置に使用される位置合わせ器具の概略構成を示す図である。

発明を実施するための最良の形態

以下添付図面に従って本発明に係る X 線 CT 装置の好ましい実施の形態について説明する。図 1 は、本発明に係る X 線 CT 装置の全体構成を示す側面図であり、一部断面構成を示している。図 2 は図 1 の一部断面構成部を分かりやいように拡大して示した部分拡大図である。

この X 線 CT 装置は、固定架台 1、旋回アーム 2、X 線発生装置 3、二次元 X 線検出装置 4、第 1 の回転系 6、第 2 の回転系 5、椅子 8、頭受け装置 9 から構成される。固定架台 1 は、支柱 1a によって支持された逆 L 字型形状をしており、その先端部に第 2 の回転系 5 及び第 1 の回転系 6 を有する。旋回アーム 2 は、固定架台 1 の先端部に吊り下げられている。第 1 の回転系 6 は、旋回アーム 2 を吊り下げた状態で保持し、固定架台 1 の先端部の回転軸 6a を回転中心として旋回アーム 2 を所定速度で回転させる。第 2 の回転系 5 は、第 1 の回転系 6 全体が回転軸 5a を中心として所定の速度で回転できるようになっている。つまり、第 2 回転系 5 との第 1 の回転系 6 の位置関係は、平行でその回転中心が異なるようになり、それぞれに回転系は 1 つの収納部に収納されている。第 2 回転系 5 及び第 1 の回転系 6 の詳細については後述する。

ここでは第 2 の回転系 5 及び第 1 の回転系 6 とそれらに付属する旋回アーム 2 などが被検者 7 の頭上方向に配置される例を示したが、被検者 7 の足元方向に配置してもよい。これによって、被検者 7 が X 線 CT 装置の撮影位置に合わせて椅子に座るとき、被検者 7 が旋回アーム 2 など回転系に衝突するかどうかを意識しないで済むようになる。

X 線発生装置 3 は、X 線を発生するものであり、旋回アーム 2 の一方の先端部

に設けられる。X線発生装置3は、内部のX線発生源3aから照射されたX線3bをコーンビーム状に絞る絞り装置3cを備えている。二次元X線検出装置4は、X線発生装置3に対向して配置され、被検体を透過したX線量を2次元的に検出するものであり、旋回アーム2の他方の先端部に設けられている。すなわち、X線発生装置3と二次元X線検出装置4は、旋回アーム2によって互いに対向するように配置されている。旋回アーム2は、固定架台1の先端部を回転中心として第1の回転系6によって約405°回転駆動されるようになっている。撮影する範囲は、360°であるが、回転速度が一定になったところから撮影を開始するため、45°だけ回転範囲を広く取ってある。この広く取った回転範囲は第1の回転系6が定速回転に達するまでの加速回転、撮影終了後に第1の回転系6が停止するまでの減速回転のために設けられるもので、45°に限定されるものではない。撮影開始後は、画像取りこみと同期してX線発生装置3がX線をパルス照射してX線による被曝を軽減させている。このタイミングは、第1の回転系6に内蔵された位置検出用エンコーダにより制御される。固定架台1の支柱1aの内部には撮影装置の制御系が組み込まれている。

二次元X線検出装置4から採取された画像データは、画像処理装置12に送られる。画像処理装置12は、X線CT装置の設置された撮影室よりも離れた操作室内に設置される。画像処理装置12は、受信した画像データに演算処理を施し、二次元断層画像、CT画像または三次元立体画像を再構成し、それを画像表示装置13に表示する。画像表示装置13には、図示しないキーボードやマウスなどの入力装置が設けられており、画像処理装置12がコンピュータ装置として機能するようになっている。この入力装置は、画像再構成条件を入力することができるため、上記二次元断層画像、CT画像または三次元立体画像、あるいはパノラマ画像の何れを再構成するのかを入力できるようになっている。

旋回アーム2は、固定架台1に対して水平に回転可能な状態で支持される。この実施の形態の場合、旋回アーム2は、第2の回転系5及び第1の回転系6の上下二重構成になっている。これらの第2及び第1の回転系5,6は、軸受による回転支持機構と、サーボモーターと歯車などの組み合わせによって回転する駆動機構および位置検出機構、回転部のケーブル処理機構により構成される。第2の

回転系 5 の回転中心 5a は固定架台 1 に対して固定され、第 1 の回転系 6 の回転中心 6a は旋回アーム 2 に対して固定されている。両者の回転中心 5a, 6a は一定の距離 d だけ離れた位置に置かれている。第 1 の回転系 6 の回転中心 6a は、第 2 の回転系 5 の駆動装置 5b によって第 2 の回転系 5 の回転中心 5a を回転軸として回転する。また、第 2 の回転系 5 の駆動装置 5b (位置検出装置を含む) とケーブル処理機構 (具体的構成は図示せず) は、固定架台 1 の内部に収納される。第 1 の回転系 6 の駆動装置 6b (位置検出装置を含む) とケーブル処理機構 6c は、第 2 の回転系 5 の上部側に収納される。これら二つの回転中心 5a と回転中心 6a との間の距離 d は、被検者 7 の歯列弓に概略一致する寸法、例えば直径 70~100mm 程度である。第 1 の回転系 6 は、CT 画像データを採取するために 360° 以上 (約 405° 程度) 回転する必要がある。これに対して第 2 の回転系 5 は、歯列弓に近似することを目的としているため、最大 $\pm 120^\circ$ 程度まで回転できれば十分である。

また、被検者 7 には残存歯が異なるなどの個人差があり、第 2 の回転系 5 の回転角度は最大 $\pm 120^\circ$ に限らず、任意に入力装置を用いて設定可能である。

第 2 の回転系 5 と第 1 の回転系 6 のケーブル処理機構は、回転によるケーブルの動きに沿ったガイドレールを用いることで、ケーブル処理機構の共通化を図っている。これにより、ケーブル処理機構を複数要さずにその設置空間の小型化を図ることができる。

一方、被検者 7 は上下移動可能な椅子 8 に座している。椅子 8 の上下移動機構 8a によって被検者 7 の検査部位 7a は、撮影装置の撮影中心の高さに位置決め設定される。椅子 8 の背もたれ部 8b は、角度調整が可能で、任意の角度で固定可能になっている。被検者 7 の前後方向の概略調整は、椅子の背もたれ部 8b の角度調整と上下移動機構 8a による位置調整とを組み合わせで行う。頭受け装置 9 は、背もたれ部 8b の後部に設けられ、椅子 8 に対して被検者 7 の頭部を所望の位置に固定するために、被検者 7 の座高の高さ、検査部位の位置に応じて上下前後・左右に自在に位置調整可能に取り付けられている。被検者 7 の頭部は、術者によって所望の位置に移動された後、ヘッドバンド 9b 等で固定される。被検者 7 の検査部位 7a の中心は、術者によって旋回アーム 2 の回転中心 (前述の第 1

の回転系 6 の回転中心) 6a に合わせられる。

椅子 8 は、上下移動機構 8a によって上下方向に移動するものであって、角度調整が可能である背もたれ部 8b に頭受け装置 9 を取り付けられることができるものであれば、実施の形態のような専用の椅子でなくてもよい。すなわち、上下
5 動ストロークなどの仕様を満足するものであれば、たとえば美容／理容で使用されるような椅子を利用することもできる。また投耳鼻科等で使用される治療用椅子でもよい。

また、図 1 では、被検者 7 は固定架台 1 を設置する床面に垂直な支柱 1a に対して背を向けた状態を示したが、この実施の形態では撮影装置と椅子が分離されていることから、支柱 1a に対する被検者の角度位置は、CT 撮影が可能な回転範囲にあるならば、いずれの角度にあってもよい。例えば、被検者 7 を支柱 1a に対向する向きに置いて撮影を行うこともできる。この場合、位置決め用の光学マーカーの投光器を支柱側に設置すれば、被検者 7 に対向する方向から光学マーカーを投影することができるので、位置決めしやすくなるという利点がある。ある
10
15
いは装置が設置される撮影室のレイアウトに応じて、装置据付時に、支柱 1a と椅子 8 の設置方向を自由に設定することもできる。

図 3 は、この実施の形態に係る X 線 CT 装置によって撮影する場合の位置決めの手順を示す図であり、図 4 はその一部拡大図を示す図である。1~2 本程度の歯牙に限定して局所の CT 撮影を行う場合は、対象とする歯牙 11a が位置する領域
20 の中心 7b と、X 線 CT 装置の第 1 の回転系 6 (旋回アーム) の回転中心 6a とが一致するように、第 2 の回転系 5 を回転させる。ただし、第 2 の回転系 5 の回転中心 5a と第 1 の回転系 6 の回転中心 6a との間の一定距離 d を回転半径とする円 10 は、歯列弓 11 の形状・寸法に概略一致させたものであるため、歯牙の位置によっては、この円 10 と歯列弓 11 とは必ずしも一致しない場合がある。すなわち、
25 被検者 7 を椅子 8 の左右中央に座らせただけでは、検査部位の中心 7b と旋回アームの中心 6a を一致させることはできない。

撮影領域 7a が、歯牙数本以上を含むのに十分な大きさがあれば、被検者 7 の中心位置を椅子の中心位置と一致させたときに、検査部位の中心 7b と旋回アームの中心 6a が多少ずれていても、対象とする検査部位が撮影範囲 7a の中心近傍

に含まれていれば十分目的を達成することができる。しかし、二次元 X 線検出装置 4 の検出部寸法の制限などにより対象部位が 1~2 本程度の歯牙に限局された場合、あるいは大人と子供のように歯列弓 11 の形状・寸法が個人で異なり、この実施の形態に係る X 線 CT 装置における第 2 の回転系 5 の回転中心 5a と第 1 の回転系 6 の回転中心 6b との距離 d を回転半径とする円 10 と、被検者の歯列弓 11 の形状・寸法との間に明らかな差異があつて、その結果、対象とする検査部位である歯牙 11a が撮影領域 7a から外れる可能性がある場合には、検査部位の中心 7b と旋回アームの回転中心 6a の位置をできるだけ正確に合わせる必要がある。

この実施の形態の場合は、椅子 8 の背もたれ部 8b の角度調整と上下移動機構 8a の上下位置調整とを適宜組み合わせることで前後方向を概略調整し、検査部位 11a の中心 7b と第 1 の回転系 6 (旋回アーム 2) の回転中心 6a を概略一致させ、頭部を椅子 8 の頭受け 9a に固定してから、頭受け装置 9 の前後左右動機構を使用して微調整することにより、検査部位 11a の中心 7b と第 1 の回転系 6 (旋回アーム 2) の中心 6a を完全に一致させることができる。

上述の位置合わせ手順において、一般に被検者 7 が口腔を閉じた状態の体表面に投影された線状光学マーカを基準とした位置合わせが行われるため、場合によっては対象とする歯牙の位置と撮影範囲の中心が完全に一致しているか外部から確認しにくいことがある。

そこで、より確実な位置合わせ方法としては、上述のように光学マーカで外部から一端位置合わせを行った後、撮影装置の旋回アーム 2 の方向を変えて直交二方向からの X 線透視撮影を行うことによって、歯牙の位置を透視画像上で目視確認しながら、遠隔で被検者 7 の位置を微調整する方法がある。この場合は、被検者 7 の全体を動かして微調整するよりも、頭受け装置 9 を遠隔操作して被検者 7 の頭部の位置を直接微調整したほうが、より緻密で正確な位置調整が可能となる。また、安全性の観点からも、X 線 CT 装置と被検者 7 である患者の接触を避けるため、あるいは外部から被検者 7 に加えられる外力と移動距離を軽減するために、被検者 7 の移動量はできるだけ小さくすることが望ましい。この実施の形態に係る X 線 CT 装置の場合は、装置側で概略位置を合わせた後、椅子 8 の頭受け装置 9 に特定した微調整を行うことを特徴としている。この実施の形態によれ

ば頭部の微調整範囲は高々 $\pm 15\text{mm}$ 程度であり、頭受け装置 9 の移動による被検者への負担は、被検者全体を動かして位置調整を行う場合（最大 $\pm 50\text{mm}$ 程度）に比較してはるかに少なく、また位置決め精度も向上し、位置決めに要する時間も短縮することができる。

- 5 また、回転機構により位置決めする他に、第 2 の回転系をパノラマ撮影用のみ用いることとし、被検者 7 の位置決めは、椅子の上下動と、頭受け装置 9 の上下・前後・左右動との組み合わせによって行ってもよい。

- 10 頭受け装置 9 の材質に関して、その周囲を旋回アーム 2 が回転して X 線コーンビームを照射する都合上、X 線コーンビーム 3b が照射される部位の頭受け 9a は、X 線が吸収されて画像データ採取の障害とならないように、たとえばカーボンファイバーなどの、放射線透過性があり、しかも頭部を保持・固定するのに十分な強度を持った材質のものをすることが望ましい。

- 15 頭受け装置 9 を使用する利点として、特に被検者 7 の後頭部が頭受け 9a によって保持されるので、頭受け 9a が、旋回アーム 2 の回転中に X 線 CT 装置の本体と接触しないことが保証される構造になっていれば、頭部を頭受け 9a に固定することによって、被検者 7 自身が目視確認できない領域（すなわち後頭部）の安全が確保されるという効果がある。

- 20 この実施の形態では、被検者 7 の固定及び位置調整手段として、頭受け装置 9 のみを使用した例を提示したが、頭受け装置 9 に限定されず、顎受け（チンレスト）とイヤードの組み合わせ、あるいは被検者毎の歯型に合わせて作成された咬合モデルを使用した固定具等を併用することが可能であり、これらが前後左右に微調整可能な構成になっていれば、これらの位置を微調整することで同様の位置決め機能を実現することができる。

- 25 以上のように被検者 7 の位置が固定された状態で、X 線発生装置 3 から X 線コーンビーム 3b を照射しながら旋回アーム 2 を回転させて CT 撮影を行う。旋回アーム 2 の回転に応じて、X 線発生装置 3（図示せず）と対向して旋回アーム 2 の他端に取り付けられた二次元 X 線検出装置 4 は、旋回アーム 2 の回転角度毎に応じて二次元 X 線検出装置 4 の位置から二次元 X 線検出装置 41 の位置に回転移動し、最終的に検査部位 11a の周囲 360° における透視画像データを採取する。

採取された画像データは、画像処理装置 12 で演算処理され、二次元断層画像または三次元立体画像として再構成され、画像表示装置 13 に表示される。

上述の撮影手順をまとめると以下の (1) ~ (5) のような順番で実行されることになる。

- 5 (1) 第 2 の回転系 5 を回転させて被検者 7 の撮影領域を概略位置決めする。
- (2) 椅子 8 の頭受け装置 9 を微調整して被検者 7 の位置を固定する。
- (3) 必要であれば直交二方向からの X 線透視撮影を行って、歯牙の位置を透視画像上で目視確認しながら、遠隔で被検者の位置を微調整する。
- (4) X 線コーンビーム 3b を照射しながら第 1 の回転系 6 (旋回アーム 2) を回
- 10 転させて CT 画像データを採取する。
- (5) 採取された画像データを画像処理装置 12 で演算処理し、二次元断層画像または三次元立体画像として再構成し、画像表示装置 13 に表示する。

図 5 は、この実施の形態に係る X 線 CT 装置によってパノラマ撮影する場合の動作を示す図であり、図 6 はその一部拡大図を示す図である。まず、被検者 7 の

15 左右方向の中心を、第 2 の回転系 5 の回転中心 5a に合わせる。椅子 8 の左右方向中心が、第 2 の回転系 5 の回転中心 5a の直下にあるようにあらかじめ設置されていれば、頭受け装置 9 による微調整以外の被検者 7 の左右位置調整はほとんど必要ない。ただし、被検者 7 の歯列弓 11 が被検者 7 の左右中心に対してほぼ

20 左右対称であることを前提とする。続いて、第 2 の回転系 5 の回転中心 5a と第 1 の回転系 6 の回転中心 6a との距離 d を回転半径とする円 10 と歯列弓 11 の形状・寸法とが概略一致するように、椅子 8 の背もたれ部 8b の角度調整と上下移動機構 8a の上下位置調整とを組み合わせることで被検者 7 の前後方向位置を適宜調整し、その後頭部を頭受け装置 9 に固定してから、頭受け装置 9 の前後左右動機構によって微調整する。これによって、第 1 の回転系 6 の回転中心 6a は円 10 上に位置

25 するようになる。

以上のように被検者 7 の位置が固定された状態で、第 2 の回転系 5 を回転させながら、第 2 の回転系 5 の回転角度に応じて、第 1 の回転系 6 により旋回アーム 2 を回転させ、歯列弓 11 の各歯牙に略直交する方向で、対向する歯列弓 11 の歯牙と干渉しない方向に X 線コーンビーム 3b を照射して歯列弓 11 を断層撮影する。

第2の回転系5の回転中心5aと第1の回転系6の回転中心6aとの距離dを回転半径とする円10と実際の歯列弓11との形状・寸法の違いにより、歯牙の位置によってはX線発生源3aから被検体7までの距離の差が生じ、その結果二次元X線検出器4に投影された透視画像の拡大率や濃度に差が生じる。すなわち、歯牙11aを撮影する場合は、二次元X線検出器41から照射されたX線コーンビーム3b1は、第1の回転系6の回転中心6a1及び歯牙11aの中心を通過するが、第1の回転系6の回転中心6a1と歯牙11aの中心との間には若干のずれがある。

同様に、歯牙11bを撮影する場合は、二次元X線検出器42から照射されたX線コーンビーム3b2は、第1の回転系6の回転中心6a2及び歯牙11bの中心を通過するが、第1の回転系6の回転中心6a2と歯牙11bの中心との間には若干のずれがある。歯牙11cを撮影する場合は、二次元X線検出器43から照射されたX線コーンビーム3b3は、第1の回転系6の回転中心6a3及び歯牙11cの中心を通過するが、第1の回転系6の回転中心6a3と歯牙11cの中心との間には若干のずれがある。

従って、第2の回転系5の回転角度に同期させて、画像演算処理においてこれらの若干のずれによる差分を補正してから、角度ごとの部分画像データを繋いで全角度にわたって連続した画像として再構成することにより、正確なパノラマ画像を得ることができる。図7は、第2の回転系5の回転角度がそれぞれ異なる場合における第1の回転系6の回転中心と歯牙の中心との間のずれを示す図である。

撮影対象となる歯牙が徐々に左端から右端に変化するに従って、第1の回転系6の回転中心6aは円10上を移動させる。これに伴ってX線コーンビーム3b1～3b6の照射角度も矢印70のように徐々に変化させる。これらのX線コーンビーム3b1～3b6に照射によって二次元X線検出器42には透視画像b1～b6が撮影される。第2の回転系5の回転中心5aと第1の回転系6の回転中心6aとの距離dを回転半径とする円10と実際の歯列弓との形状・寸法の違いにより、歯牙の位置によってはX線発生源3aから被検体7までの距離の差が生じ、その結果二次元X線検出器4に投影された透視画像の拡大率や濃度に差が生じる。

図8は、図7の各X線コーンビーム3b1～3b6のよって撮影された透視画像b1～b6の拡大率補正前と補正後の状態を示す図である。図8(A)に示すように、

拡大率補正前の各透視画像 $b1 \sim b6$ は、ほぼ同じ大きさの画像である。これに、それぞれの第 1 の回転系 6 の回転中心（円 10 上の点）と歯牙の中心との間のずれに応じてその拡大率 $k1 \sim k6$ を補正前の透視画像 $b1 \sim b6$ に乗算することによって、図 8 (B) のように透視画像 $b1 \sim b6$ の大きさを補正することができる。そして、大きさの補正された画像に基づいてパノラマ画像を再構築する。なお、図では、濃度については示していないが、濃度についても補正を加えることは言うまでもない。

この補正処理は、処理すべき情報量が少なく、補正処理自体が容易なものである。

また、補正の基準となる歯列弓 11 の形状・寸法として、基本的に大人と子供の二種類の標準サイズ歯列弓があれば、これを基準にして自動補正することができ、ソフトウェア上で使用する補正係数のテーブルも二種類のみとなるので、画像処理装置 12 に搭載すべきメモリ容量を低減でき、画像処理時間も短縮することができる。標準サイズ以外にも、個人ごとにカスタムメイドの歯列弓 11 の形状・寸法をソフトウェア上で作成できれば、より正確な補正が可能となることはいうまでもない。

上述のパノラマ撮影手順をまとめると以下の (1) ～ (6) のような順番で実行されることになる。

(1) 椅子 8 の背もたれ 8b の角度調整と上下移動機構 8a の上下位置調整を組み合わせ、回転アーム 2 (第 1 の回転系 6) の回転中心 6a の描く軌跡（円軌道）10 と歯列弓 11 とが概略一致するように、被検者 7 の撮影領域を概略位置決めする。

(2) 椅子 8 の頭受け装置 9 を微調整して被検者 7 の位置を固定する。

(3) 第 2 の回転系 5 を回転させて、歯列弓 11 の端（奥歯）に照射開始位置を合わせ、同時に歯列弓 11 と略直交する方向で、対向する歯列弓 11 の歯牙と干渉しない方向に回転アーム 2 の回転角度を合わせ、X 線コーンビーム 3b の照射を開始する。

(4) 歯列弓 11 に沿って第 2 の回転系 5 を回転させながら、歯列弓 11 と略直交する方向で、対向する歯列弓 11 の各歯牙と干渉しない方向に回転アーム 2

の回転角度を合わせ、X線コーンビーム 3b を連続照射し、第 2 の回転系 5 の回転角度ごとに部分透視画像データを採取する。

(5) 部分透視画像データ採取位置が歯列弓の他端（開始位置と逆の端の奥歯）に達したら撮影手順を終了する。

5 (6) 第 2 の回転系 5 の回転角度ごとに採取した部分透視画像データの拡大率と濃度を、第 2 の回転系 5 の回転角度に同期させて画像処理装置 12 で補正した後、補正済み部分透視画像データを繋いで、全角度にわたって連続した歯列弓 11 のパノラマ画像を再構成し、画像表示装置 13 に表示する。

図 9 は、本発明に係る X 線 CT 装置の第 2 の回転系の回転部機構の変形例を示す図であり、図 1 の X 線 CT 装置を上方側から見た図である。図 10 は、この X 線 CT 装置によって描かれる回転半径の様子を示す図であり、図 4 に対応した拡大図である。図 1 における X 線 CT 装置では、第 2 の回転系 5 の回転中心 5a と第 1 の回転系 6 の回転中心 6a との距離（回転半径） d を固定のものとしていたが、図 9 の X 線 CT 装置ではこの回転半径 d を自在に可変できるような構成にし、
15 歯列弓 11 に沿った複雑な形状の軌跡に沿って第 1 の回転系 6 の回転中心 6a を追従させるようにした。直線駆動系は、第 2 の回転系 5 の上に搭載されたサーボモーターなどの駆動手段 14a と、この駆動手段 14a に駆動される送りねじやラック・ピニオンなどの直線駆動機構 14b とから構成される。直線駆動系は、第 1 の回転系 6 の回転中心 6a を矢印 14c の方向に移動させて、第 2 の回転系 5 の回転
20 中心 5a と第 1 の回転系 6 の回転中心 6a との距離（回転半径） d を所望の位置に移動させる。このようにして、直線駆動系によって第 1 の回転系 6 の回転中心 6a の位置が補正されることによって、第 1 の回転系 6 の回転中心 6a の描く軌跡は、図 10 に示すように歯列弓 11 に沿った曲線 10a のようになる。従って、前述のような第 1 の回転系 6 の回転中心 6a と歯牙 11 の中心との間にはずれが生じなくなるので、これに伴って行っていた画像演算処理における補正処理は不要となり、
25 演算時間を短縮することができる。

直線駆動系が第 1 の回転系 6 の回転中心 6a を移動させる範囲は、図 4 の歯列弓 11 の各歯牙の中心と回転半径 10 との間の距離に相当する差分であり、約 $\pm 15\text{mm}$ 程度で十分である。また、移動量が少なければ、荷重支持・駆動装置を小

型化することができ、装置の重量によるたわみなどを低減できる。したがって簡単な機構で精密な位置調整が可能となる。

図9のX線CT装置によれば、被検者の歯列弓の形状・寸法によらず、装置側での正確な位置決めが容易になり、この回転半径調の整機構を遠隔操作可能な構成にすれば、頭受け装置9による微調整が不要となり、被検者7の負担を著しく軽減するとともに、椅子8の位置調整および被検者7を固定する機構を簡略化することができる。また、パノラマ撮影における透視画像の拡大率や濃度の差に対する画像補正も不要となるので、画像の演算処理時間を短縮することができる。

このX線CT装置では撮影中に被検者を動かす必要がないことから、次のような撮影方法を実施することができる。すなわち、図10に示したように、歯列弓11全体をカバーするように2〜3本程度の歯牙を含むような局所領域7a〜7iについてX線CT撮影を連続して複数回（図10では9回）繰り返し実行することによって、複数個の局所撮影領域7aを組み合わせたCT画像データを採取すれば、小視野のX線検出装置を使った装置でも、歯列弓全体を表示するCT画像データを採取することができる。

上述の局所領域の撮影手順をまとめると以下の（1）〜（7）のような順番で実行されることになる。

- （1） 旋回アーム2の回転中心6aの描く軌跡（歯列弓形状軌道）10aと被検者7の歯列弓11とが一致するように、被検者7の撮影領域を位置決めして固定する。
- （2） 歯列弓11の一端に位置する奥歯の中心、すなわち居所領域7aの中心に旋回アーム2の回転中心6aを合わせる。
- （3） 旋回アーム2を回転させながらX線コーンビーム3bを照射し、CT画像データを採取する。
- （4） 第2の回転系5を回転させ、採取されたCT画像データを居所領域7aと隣接し、かつその一部がオーバーラップするような次の居所領域7bの中心に、旋回アーム2の回転中心6aを合わせる。
- （5） CT画像の採取及び位置合わせを歯列弓11に沿った居所領域7b〜7iについて繰り返す。

(6) 歯列弓 11 の他端（開始位置とは逆の端の奥歯の中心、すなわち局所領域 7i における CT 画像データ採取が終了したら撮影手順を終了する。

(7) 採取された CT 画像データを画像処理装置 12 で演算処理し、歯列弓 11 の全体の画像を再構成し、画像表示装置 13 に表示する。

5 この局所領域の撮影方法によれば、同じ領域に対して、より高分解能の画像を得ることができる。また、このデータから歯列弓に沿って歯列に直交する方向の透視画像データを抽出してパノラマ状の画像を再構成することもできる。同様に
10 して任意断面の断層画像、立体画像を再構成することもできる。さらに、X 線の照射部位を局所領域に制限することによって被検者 7 の被曝線量を低減することができる。本実施例によれば、CT 撮影の回数が少なくなるほど被曝量を低減することができる。

 この局所領域の撮影方法は、図 3～図 6 の撮影方法においても、局所 CT 撮影ごとに患者の位置決めを行って局所 CT 撮影を断続的に繰り返せば、同様の撮影が可能であることはいうまでもない。

15 なお、この実施の形態に係る X 線 CT 装置は、特に歯科用に好適なものであるが、この技術は歯科用に限定されず、一般の X 線 CT 装置にも適用可能であることは言うまでもない。例えば、被検体が X 線 CT 装置の撮影可能範囲より大きい
20 場合などに、その一部に局所 CT 撮影を行う場合や、全体に対して連続局所 CT 撮影を行う場合、あるいは歯列弓の形状に相似した中空円筒状物体などの内面からのパノラマ画像を撮影する場合などにも適用可能である。

 図 11 は、この実施の形態に係る X 線 CT 装置に使用される位置合わせ器具の概略構成を示す図である。この位置合わせ器具 20 は、被検者ごとの歯型に合わせて作成された咬合部 15 と、この咬合部 15 に接合部 15a を介して接合されたフランジ 16 とから構成される。フランジ 16 は、咬合部 15 と平行面上に固定され
25 た薄板からなる。被検者 7 が咬合部 15 を口腔内に装着したとき、フランジ 16 は接合部 15a を介して被検者 7 の口腔外に露出する。フランジ 16 上には、第 2 の回転系 5 の回転中心 5a を通る直交軸 17, 18 にそれぞれ一致するようにラインマーク 16a～16c が刻印されている。また、各ラインマーク 16a～16c の両側近傍には、これらのラインマーク 16a～16c を中心として等間隔の目盛 16d が刻まれて

いる。この目盛 16d は、CT 撮影時において、対象とする撮影領域の中心と旋回アーム 2 の回転中心 6a を一致させるために、被検体の位置をシフトさせるときの移動量の目安となるものである。

X 線 CT 装置側には、フランジ 16 のラインマーク 16a~16c と一致する 3 方向から被検者 7 の顔面に対して光学マーカを投影する投光器（図示せず）が取り付けられており、これらの光軸の交点が第 2 の回転系 5 の回転中心 5a を通るように位置決め設定する。そして、ラインマーク 16a~16c と光学マーカとが一致するように、この位置合わせ器具 20 を装着した被検者 7 の位置を微調整すれば、口腔外から第 2 の回転系 5 の回転中心 5a の位置を目視で確認することができる。

従って、X 線透視撮影を行わなくても、光学マーカを基準とした位置合わせだけで正確な位置決めが可能となる。

接合部 15a とフランジ 16 の取り付け位置を変えることによって、咬合部 15 と第 2 の回転系 5 の回転中心 5a との位置関係を変えることができる。すなわち、旋回アーム 2 の回転中心 6a の描く軌跡（円軌道）10 と歯列弓 11 とが概略一致するように調整することが可能である。この調整には、円軌道 10 と歯列弓 11 の一致状態を確認するために、図 11 のような実物大の図をあらかじめ用意しておく、図と実物が一致することを確認しながら組み合わせる方法が便利である。また、この図は、3 方向からの光学マーカ投光器の光軸の交点が、第 2 の回転系 5 の回転中心 5a を通ることを確認する場合にも使用できる。なお、この位置合わせ器具 20 を図 3~図 6 に示した X 線 CT 装置に適用する場合について説明したが、図 9 及び図 10 に示した X 線 CT 装置についても、円軌道 10 の代わりに、歯列弓形状軌道 10a を使用することでまったく同様に適用することができる。さらに、位置合わせ器具 20 をカメラなどで読み取り、画像処理を行って自動的に上述の位置合わせ処理を行うようにしてもよい。

上述の位置合わせ器具 20 を用いた撮影手順をまとめると以下の (1) ~ (4) のような順番で実行されることになる。

(1) 位置合わせ器具 20 を被検者 7 に装着させ、被検者 7 の歯形モデルから咬合部 15 を作成する。

(2) 旋回アーム 2 の回転中心 6a の描く軌跡（円軌道）10 又は歯列弓形状軌道

10a と、歯列弓 11 とが概略一致するように接合部 15a とフランジ 16 の取り付け位置を調整して、両者を接合・固定する。

(3) 接合・固定した器具の咬合部 15 を被検者の歯列弓 11 に装着する。

(4) フランジ 16 のラインマーク 16a~16c を、装置の光学マーカに合わせ、被検者を位置決めする。

以上説明した実施の形態によれば、歯科用 X 線コーンビーム CT 撮影装置において、簡単な回転機構により、局所 CT 撮影時の位置合わせが容易に行えとともに、位置決め機構を簡略化できる。またパノラマ撮影も簡単に行え、画像演算処理時間を大幅に短縮し、画像処理装置を簡略化できる。さらに、被検者を動かすことなく局所 CT 撮影とパノラマ撮影が行え、椅子の位置調整および被検者固定機構を簡略化することができる。また、パノラマ撮影における、撮影部位による透視画像の拡大率や濃度の差に対する画像補正も不要となる。小視野の X 線 CT 装置でも、局所 CT 撮影を連続して複数回繰り返すことにより、歯列弓全体の CT 画像データを高分解能で採取することができる。また、この画像データから歯列弓全体のパノラマ状の画像や、任意断面の断層画像、立体画像を再構成することもできる。

なお、上述の実施の形態では、旋回アーム 2 は単体で構成される場合に着いて説明したが、旋回アームを二重構造とし、それらを相対的にスライドさせて、旋回アームの長さを半径方向に伸縮自在にし、X 線発生装置 3 と二次元 X 線検出装置 4 との間の距離を調整できるようにしてもよい。

産業上の利用可能性

以上説明したように本発明の X 線 CT 装置によれば、歯列弓を含む顎部全体や歯牙や顎関節の周囲などの局所に X 線コーンビームを照射して、歯列、歯茎及びその周辺の組織や骨の状態を示すパノラマ画像を得る際の画像処理に要する時間を大幅に短縮化することができる。

請求の範囲

1. X線を発生するX線発生手段と、このX線発生手段に対向して配置され、
被検体を透過した前記X線量を2次元的に検出するX線検出手段と、前
5 記X線発生手段と前記X線検出手段との間に前記被検体が位置するように
前記X線発生手段及び前記X線検出手段を保持する保持手段と、前記保持
手段を前記被検体の周囲に沿って回転駆動する第1の回転駆動手段と、前
記保持手段に取り付けられ前記第1の回転駆動手段を収納する収納手段と、
前記X線検出手段で検出された前記X線量に基づき前記被検体に関する画
10 像を作成する画像処理手段と、この画像処理手段で作成された画像を表示
する画像表示手段とを備えたX線CT装置において、前記第1の回転駆動
手段の回転中心に平行でその回転中心が異なる位置関係となるように前
記収納手段に収納され前記保持手段及び前記収納手段を一体的に回転駆
15 動する第2の回転駆動手段と、第1の撮影モードには前記第1の回転駆動
手段を駆動制御すると共に、第2の撮影モードには前記第1の回転駆動手
段及び第2の回転駆動手段を個別に駆動制御する駆動制御手段とを備えた
ことを特徴とするX線CT装置。
2. 請求項1のX線CT装置において、前記駆動制御手段は、前記第1の撮
20 影モード及び前記第2の撮影モードの各モードの実行により制御されるこ
とを特徴とするX線CT装置。
3. 請求項1のX線CT装置において、前記第1の撮影モードは前記被検体
の二次元断層像又は三次元立体像を再構成するものであり、第2の撮影モ
25 ードは前記被検体のパノラマ画像を再構成するものであることを特徴と
するX線CT装置。
4. 請求項1のX線CT装置において、前記第1の回転駆動手段と前記第2
の回転駆動手段はそれぞれの回転中心の距離が前記被検体の撮影部位の

大きさに基づいて配置されることを特徴とする X 線 CT 装置。

5. 請求項 1 の X 線 CT 装置において、前記第 2 の回転駆動手段は、前記保持手段及び前記第 1 の回転駆動手段が前記被検体の所定の撮影領域に位置するようその回転角度が設定されることを特徴とする X 線 CT 装置。
6. 請求項 1 の X 線 CT 装置において、前記第 2 の撮影モードを行う場合に、該円周と前記被検体の撮影部位との距離の違いによって生じる前記被検体の透視画像の拡大率の差を画像演算処理によって補正することを特徴とする X 線 CT 装置。
7. 請求項 1 の X 線 CT 装置において、前記第 2 の回転駆動手段は、前記被検体の撮影部位の形状に近似させた円周上で該旋回アーム回転軸の中心を回転可能とし、前記第 1 の撮影モード時には X 線局所照射部位の位置決めを行い、前記第 2 の撮影モード時には旋回アームの回転角度と組み合わせで撮影方向を調整することを特徴とする X 線 CT 装置。
8. 請求項 1 の X 線 CT 装置において、前記第 2 の回転駆動手段は、前記被検体の撮影部位の形状に近似させた円周上で該旋回アーム回転軸の中心を回転可能とし、円周の直径寸法を可変とする機構を有することを特徴とする X 線 CT 装置。
9. 請求項 1 の X 線 CT 装置において、前記第 2 の回転駆動手段により、前記被検体の撮影部位に沿って局所的に前記第 1 の撮影モードを連続して複数回繰り返すことにより、前記被検体の撮影部位全体の前記第 1 の撮影モードの画像データを採取し、この画像データから前記被検体の撮影部位全体のパノラマ状の画像、任意断面の断層画像及び立体画像を再構成することを特徴とする X 線 CT 装置。

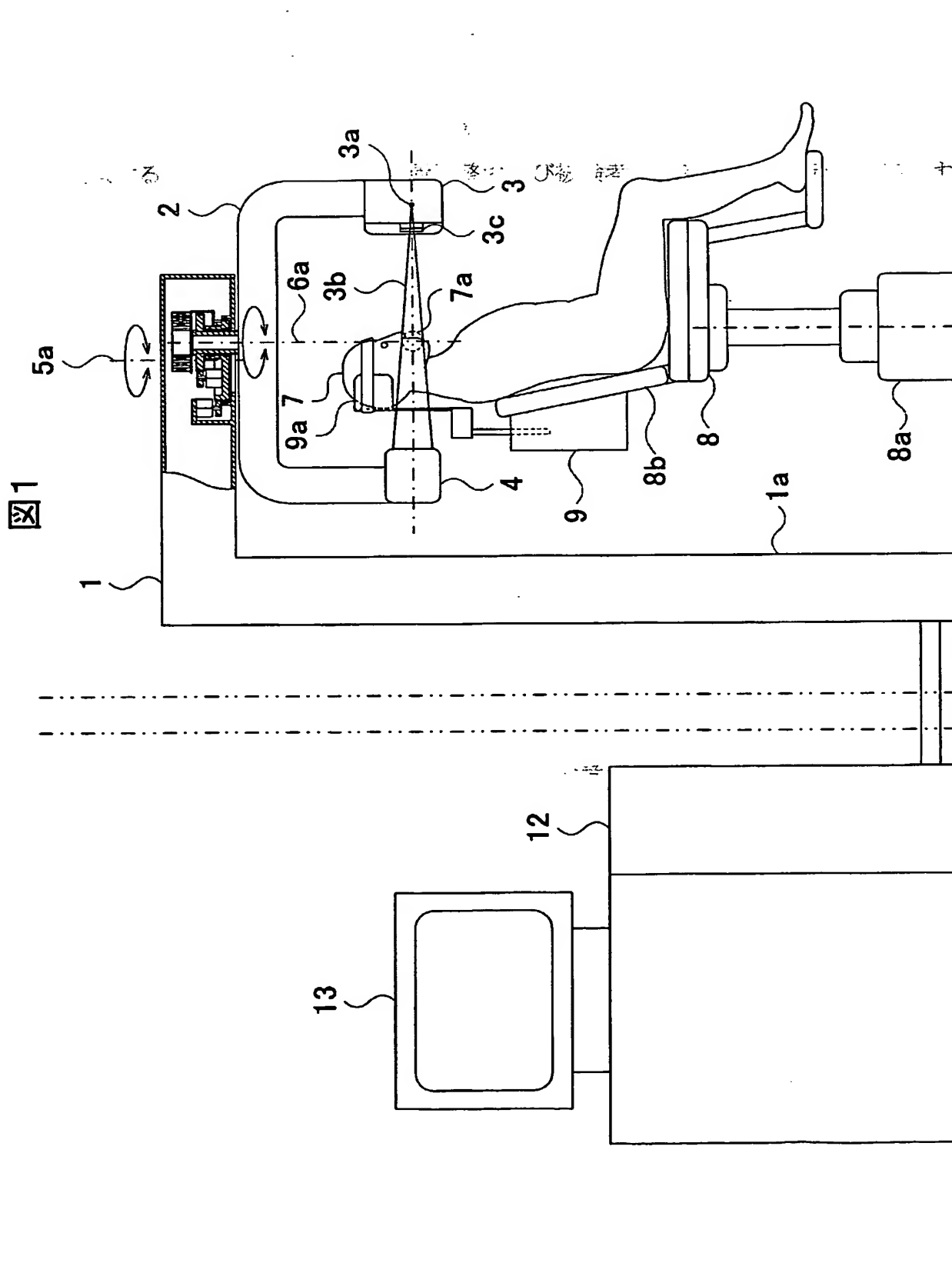
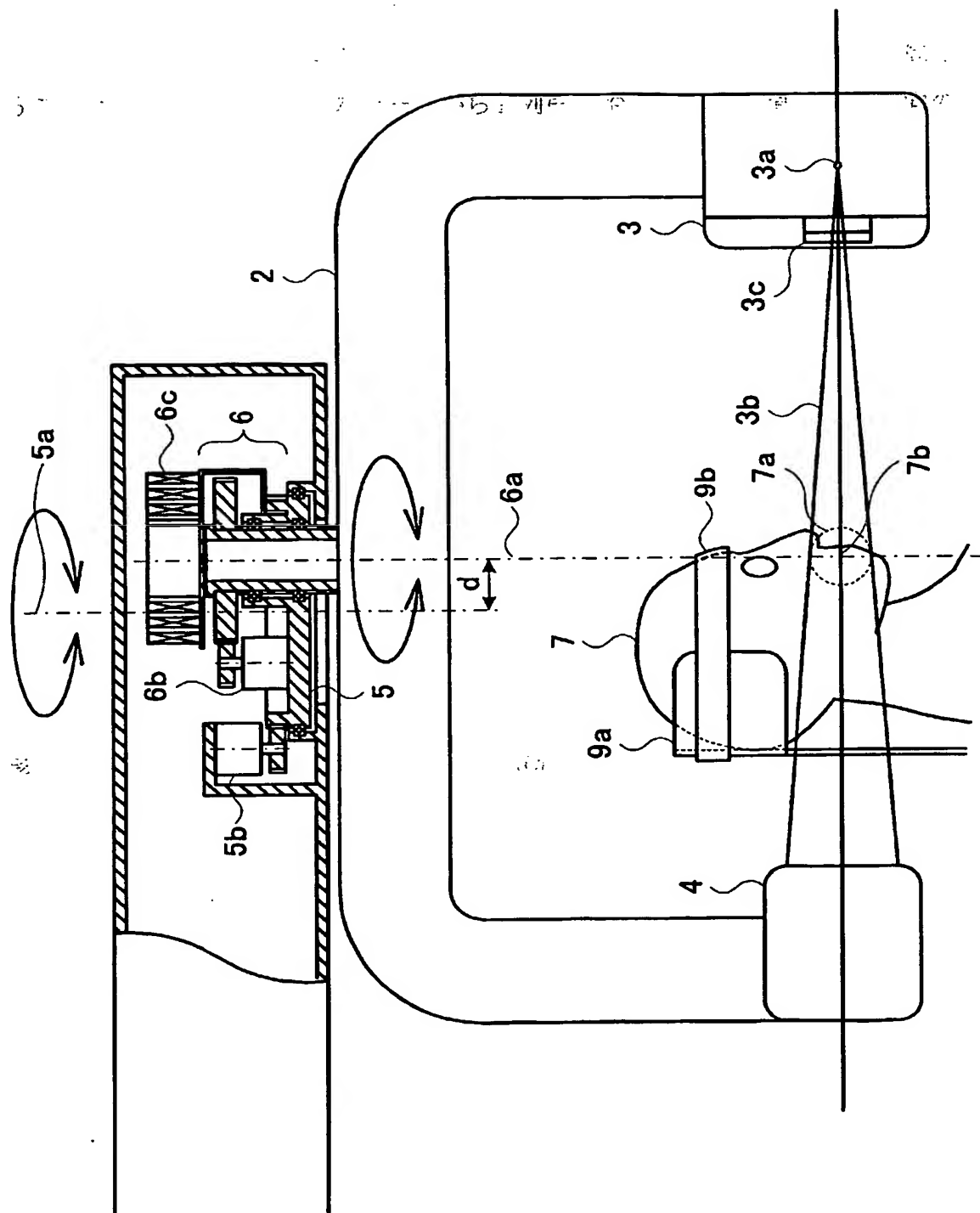
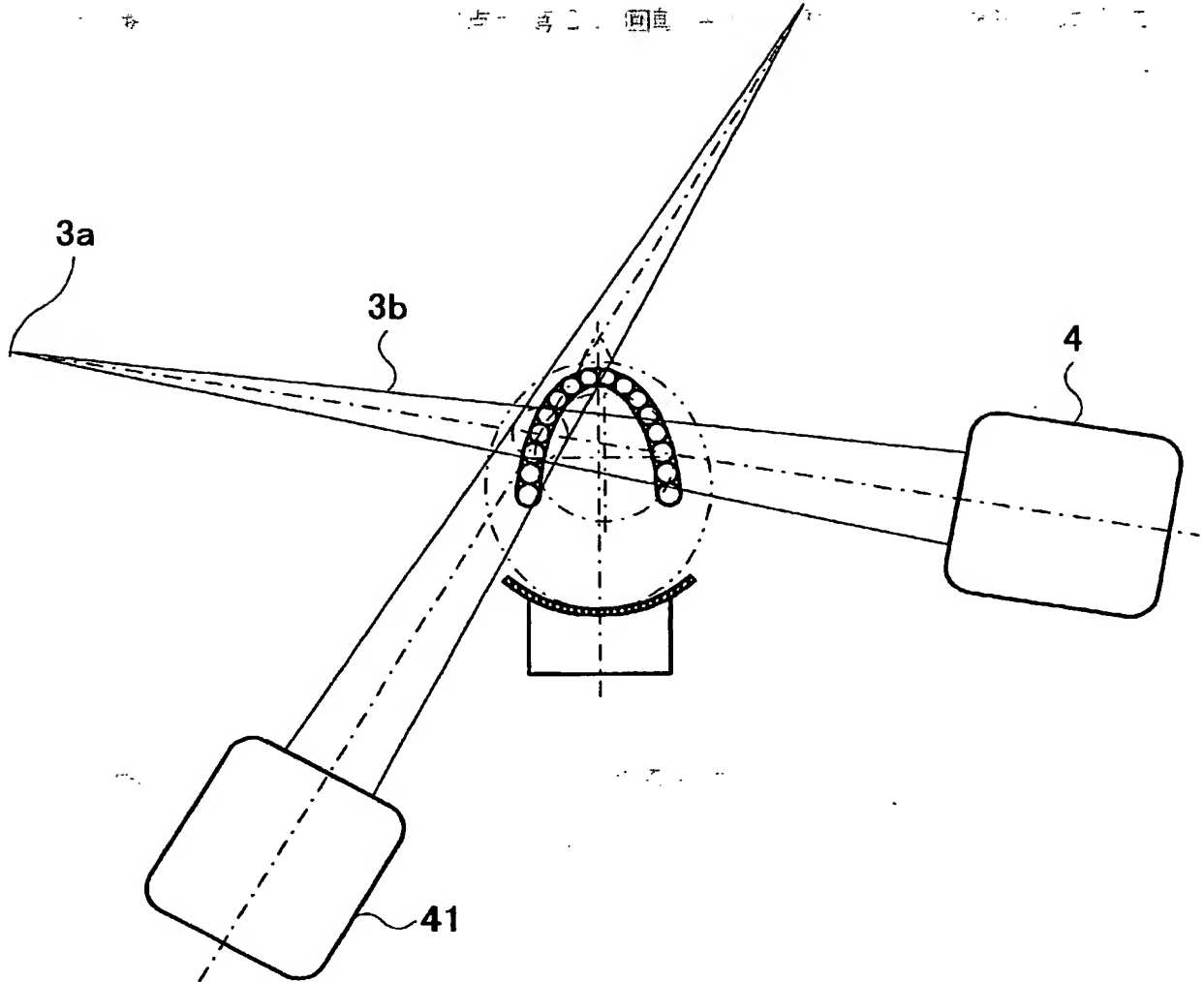


図2



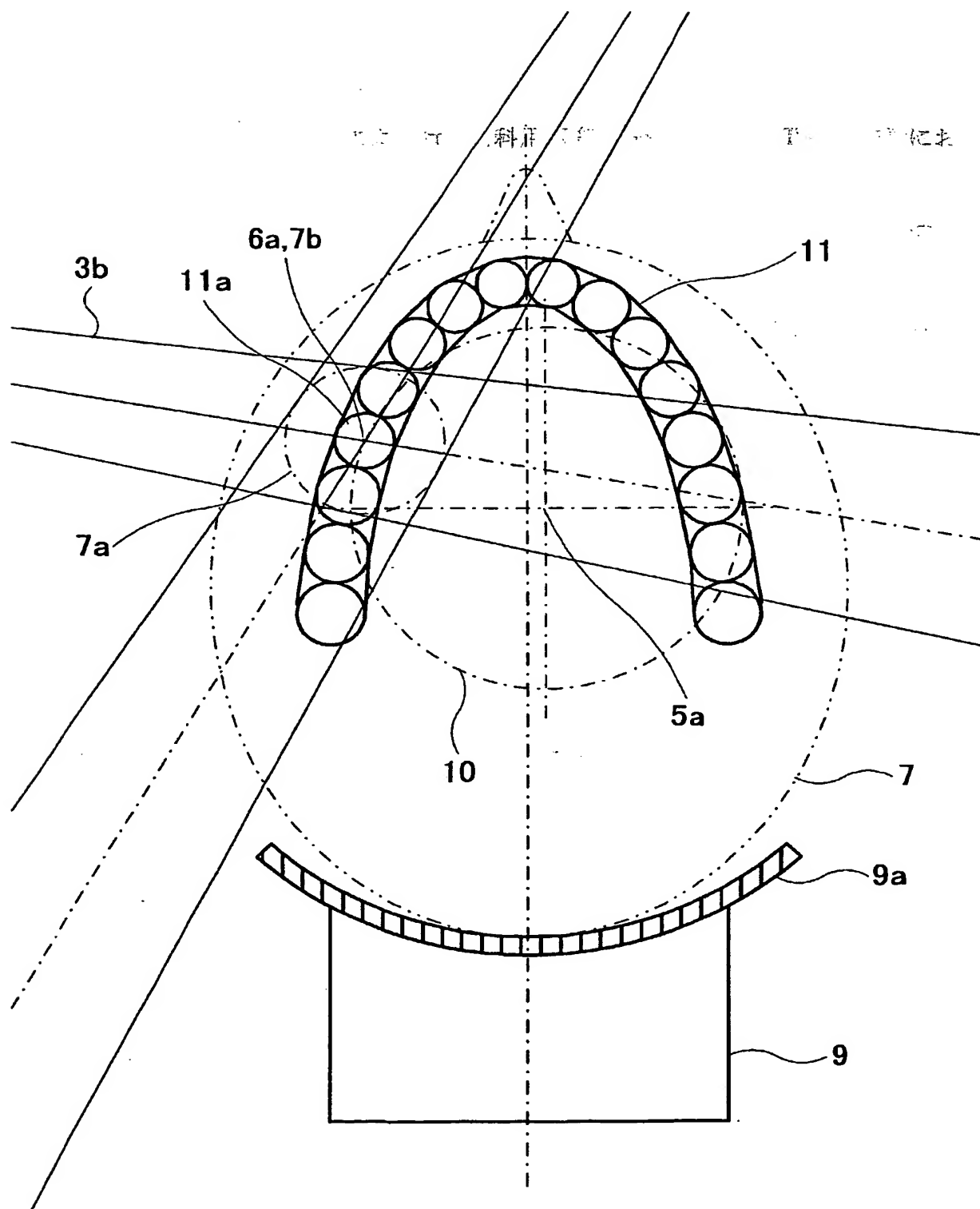
3/11

図3



4/11

図4



5/11

図5

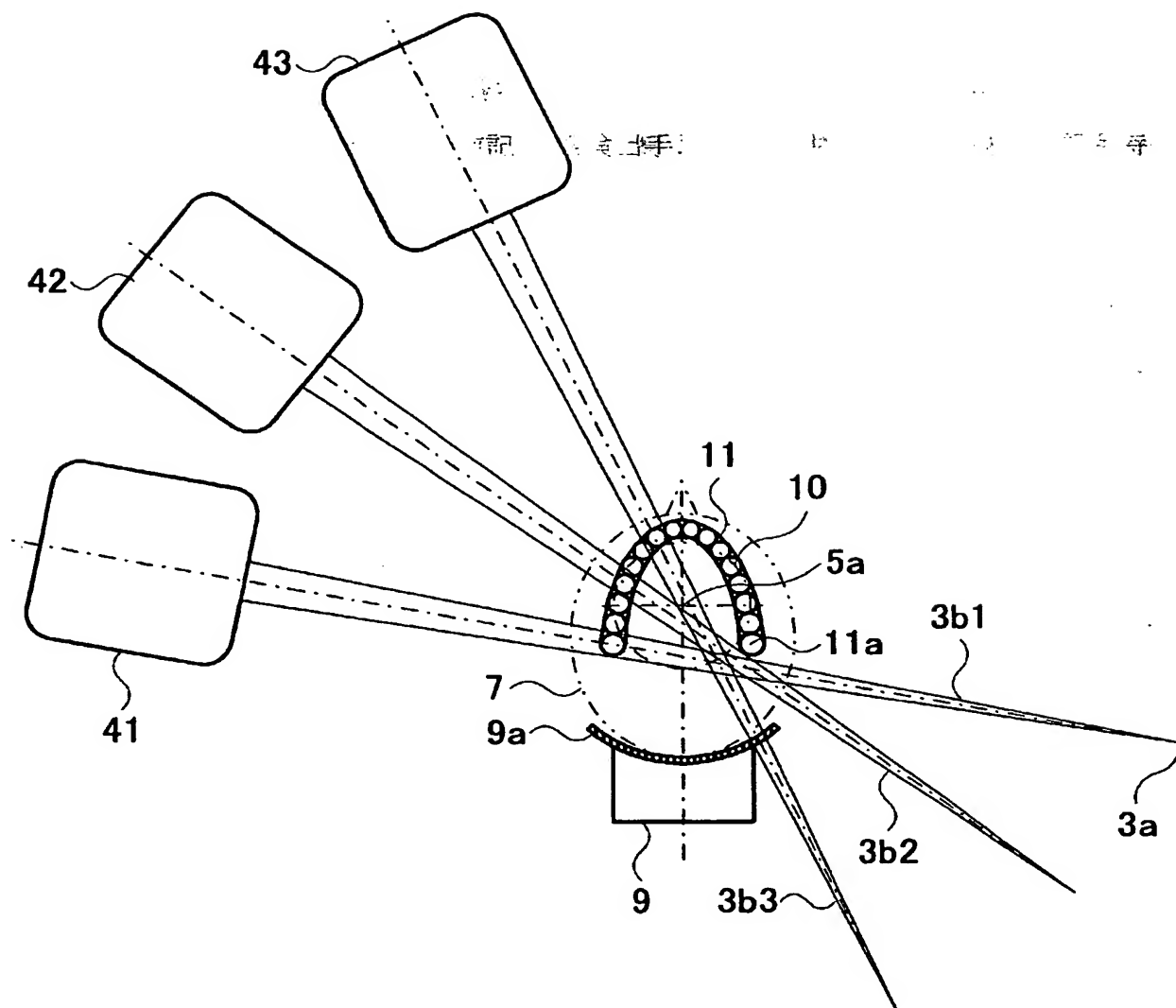
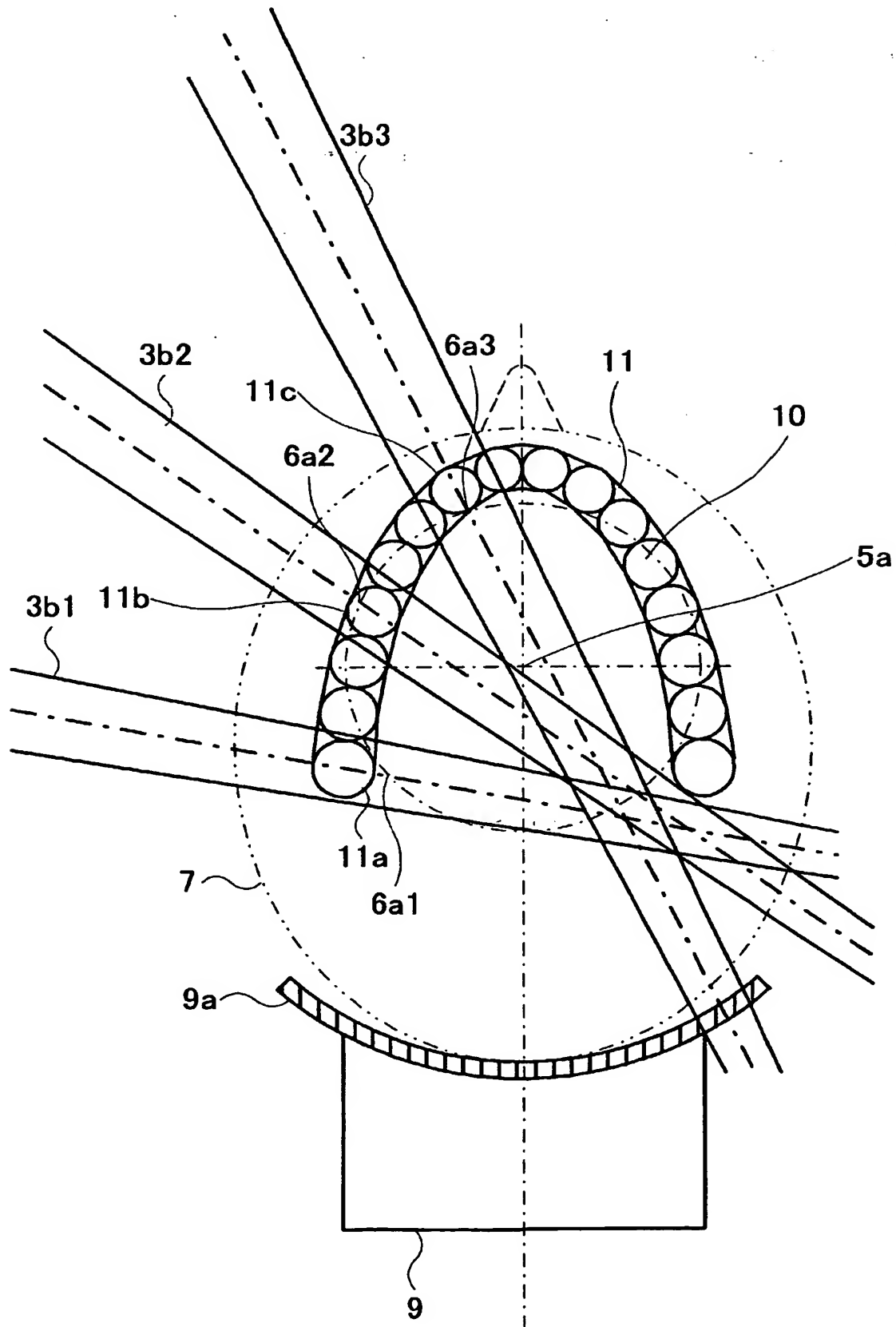
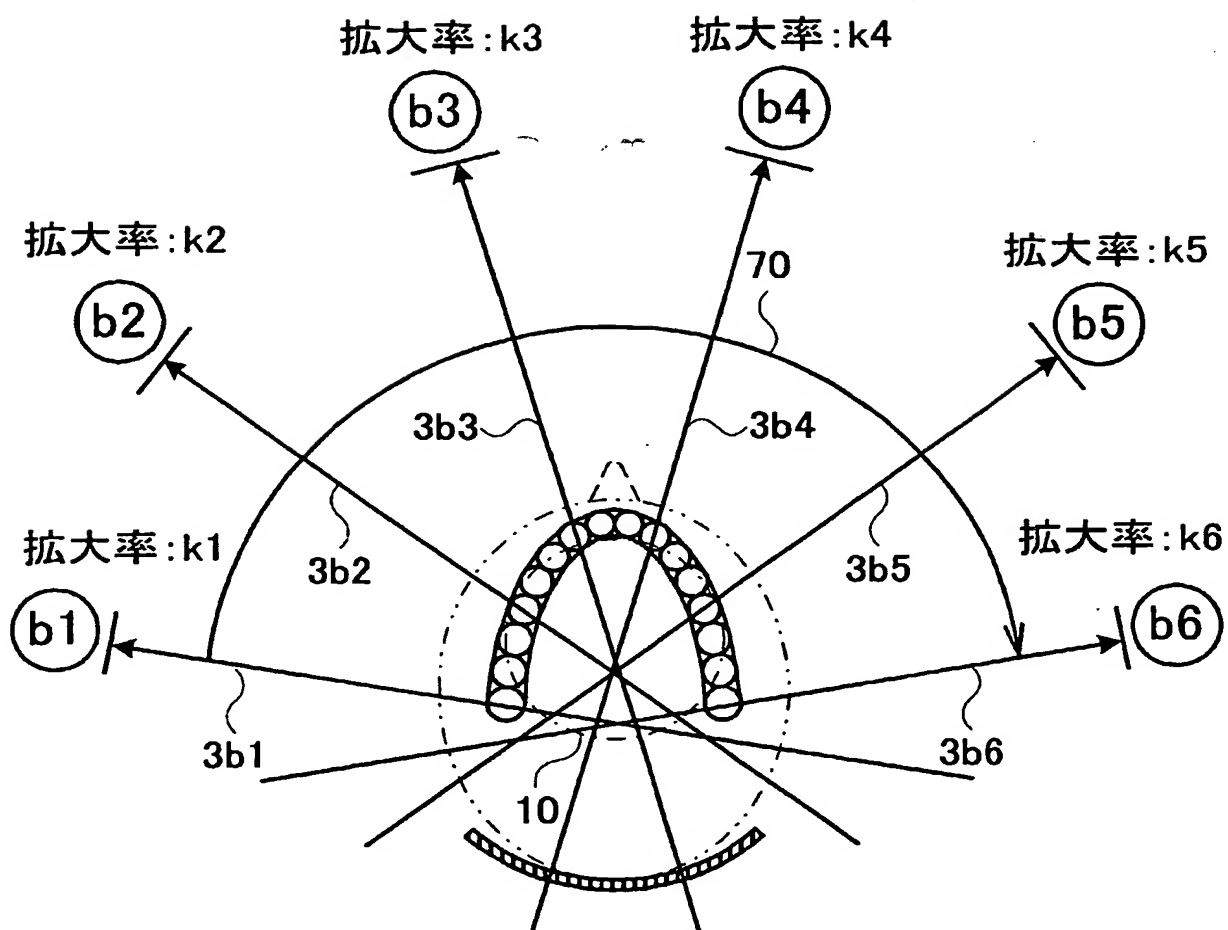


図 6



7/11

図7



8/11

図8a

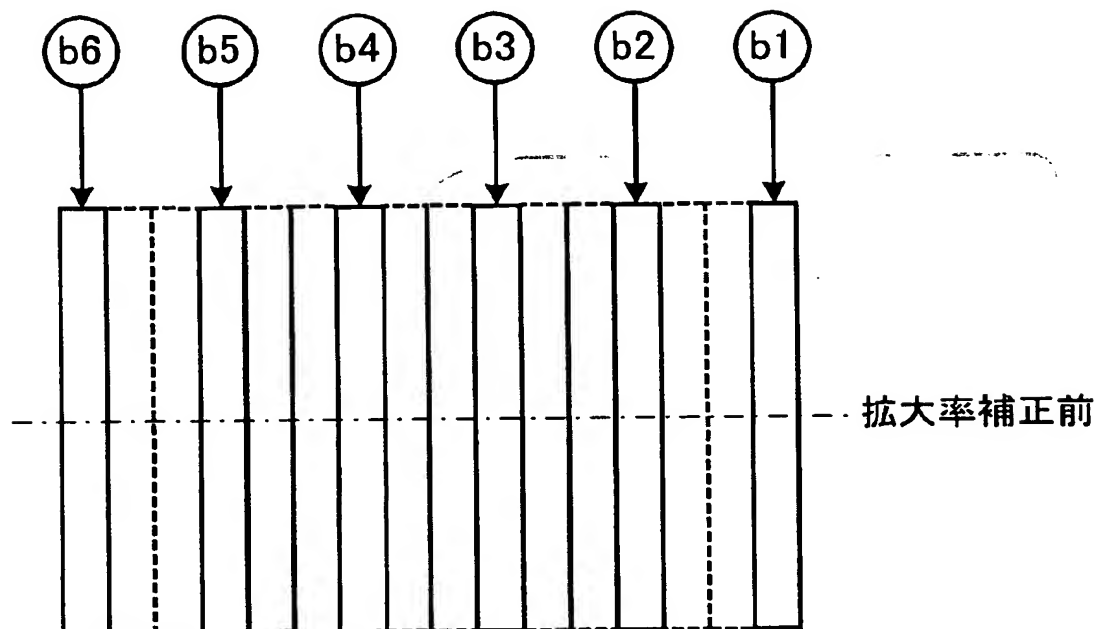
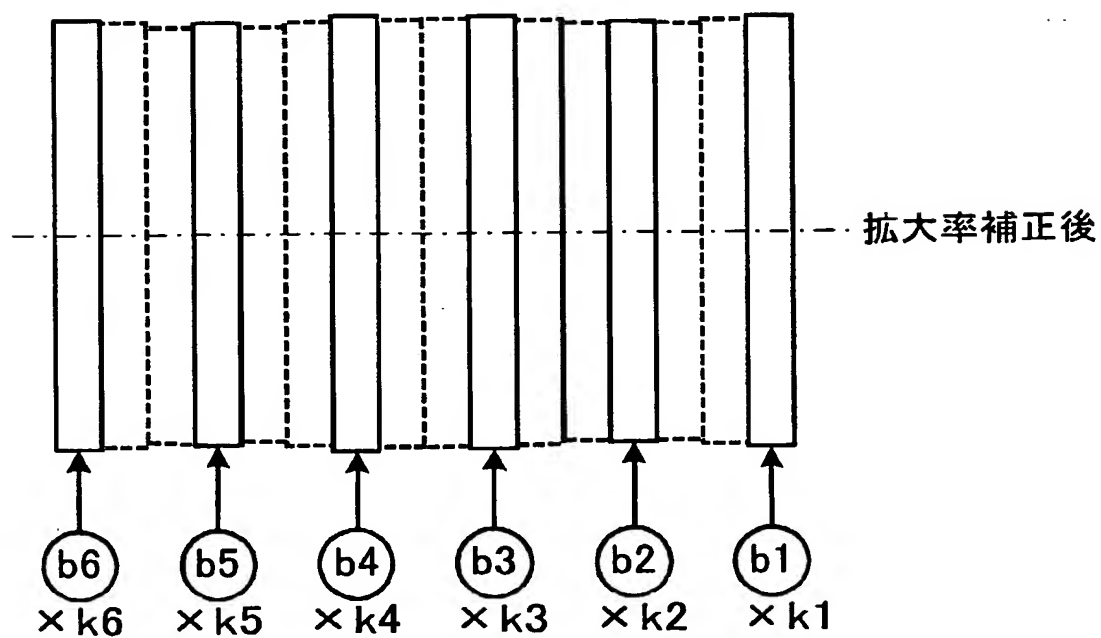
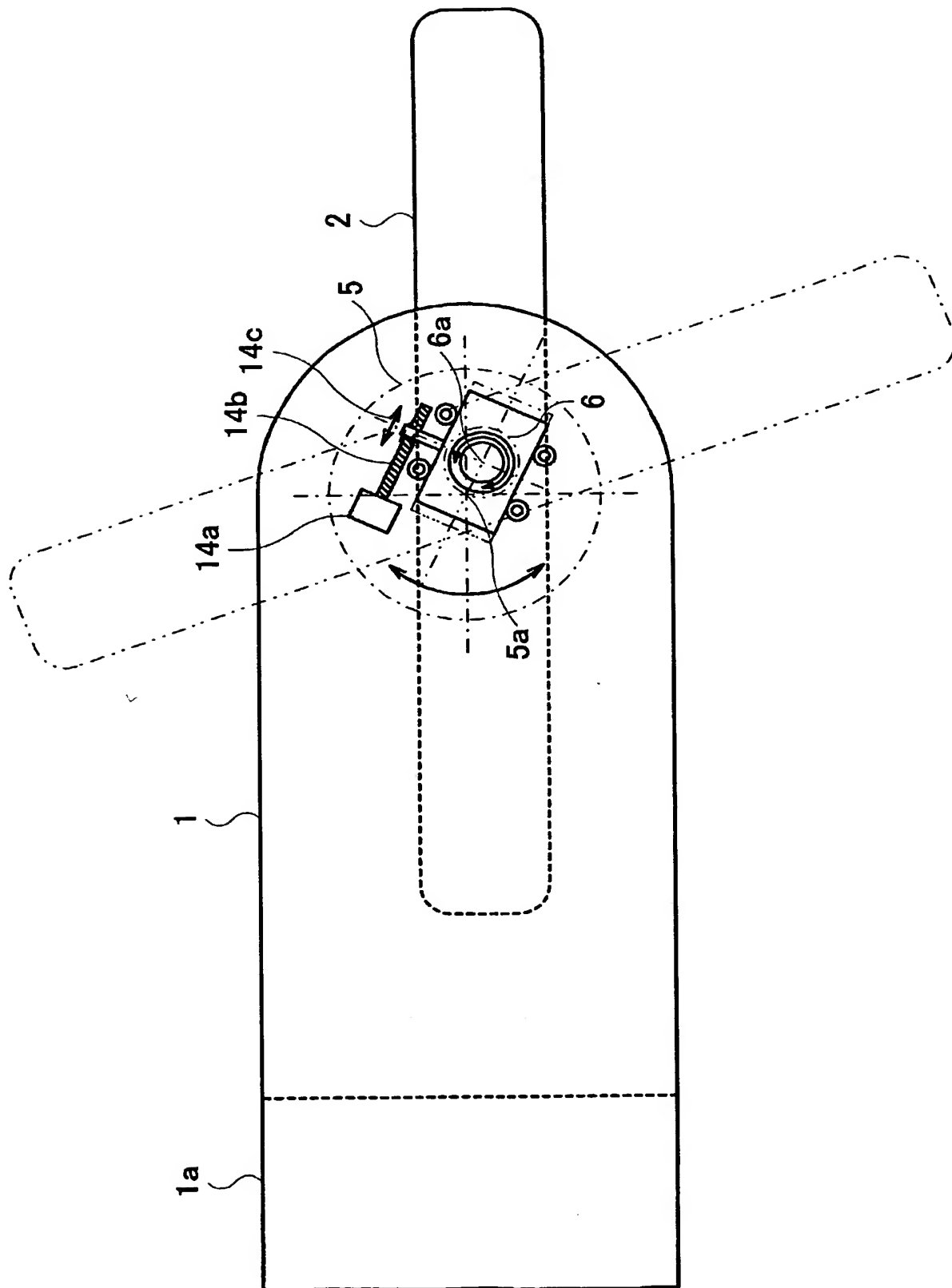


図8b



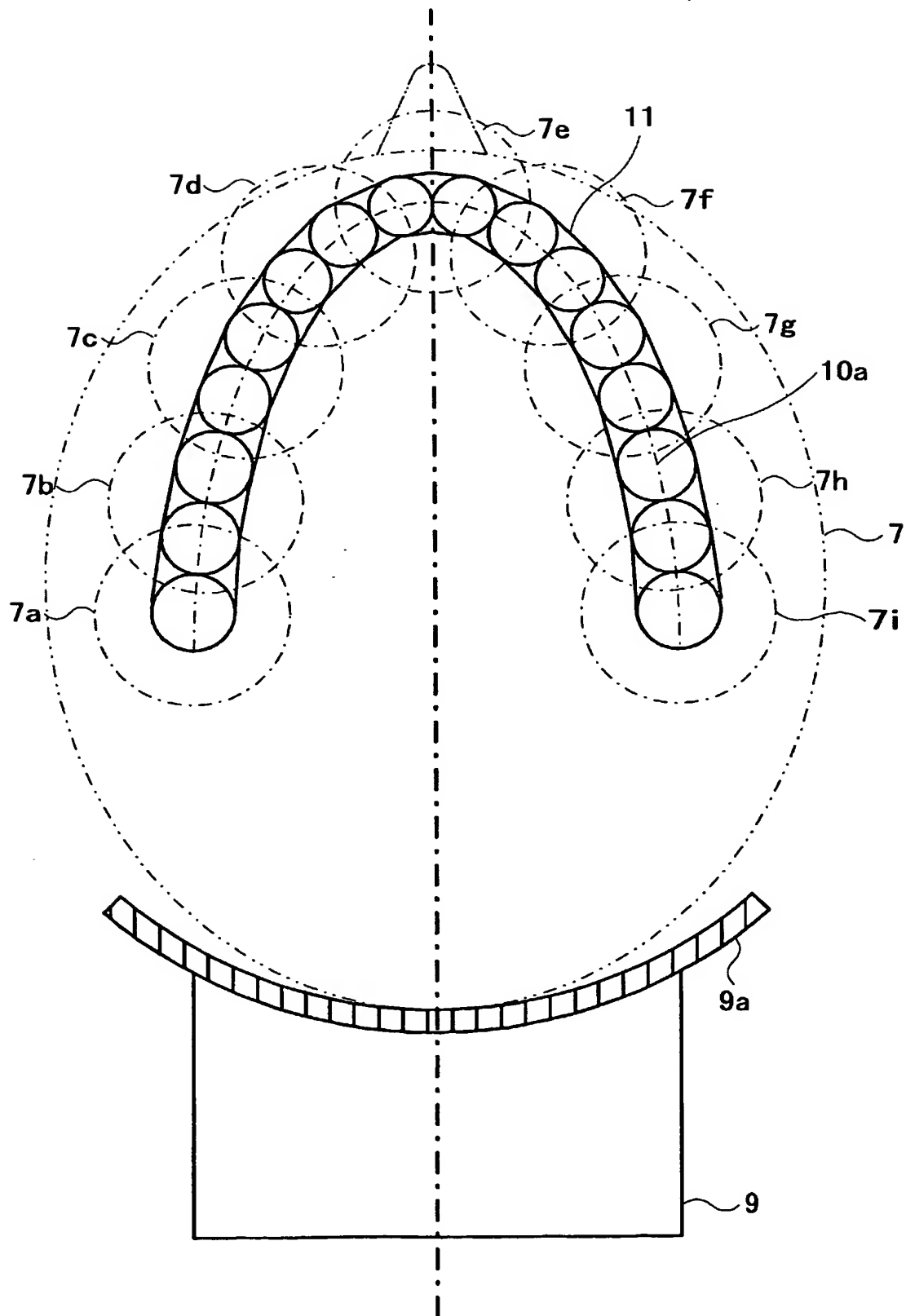
9/11

図9



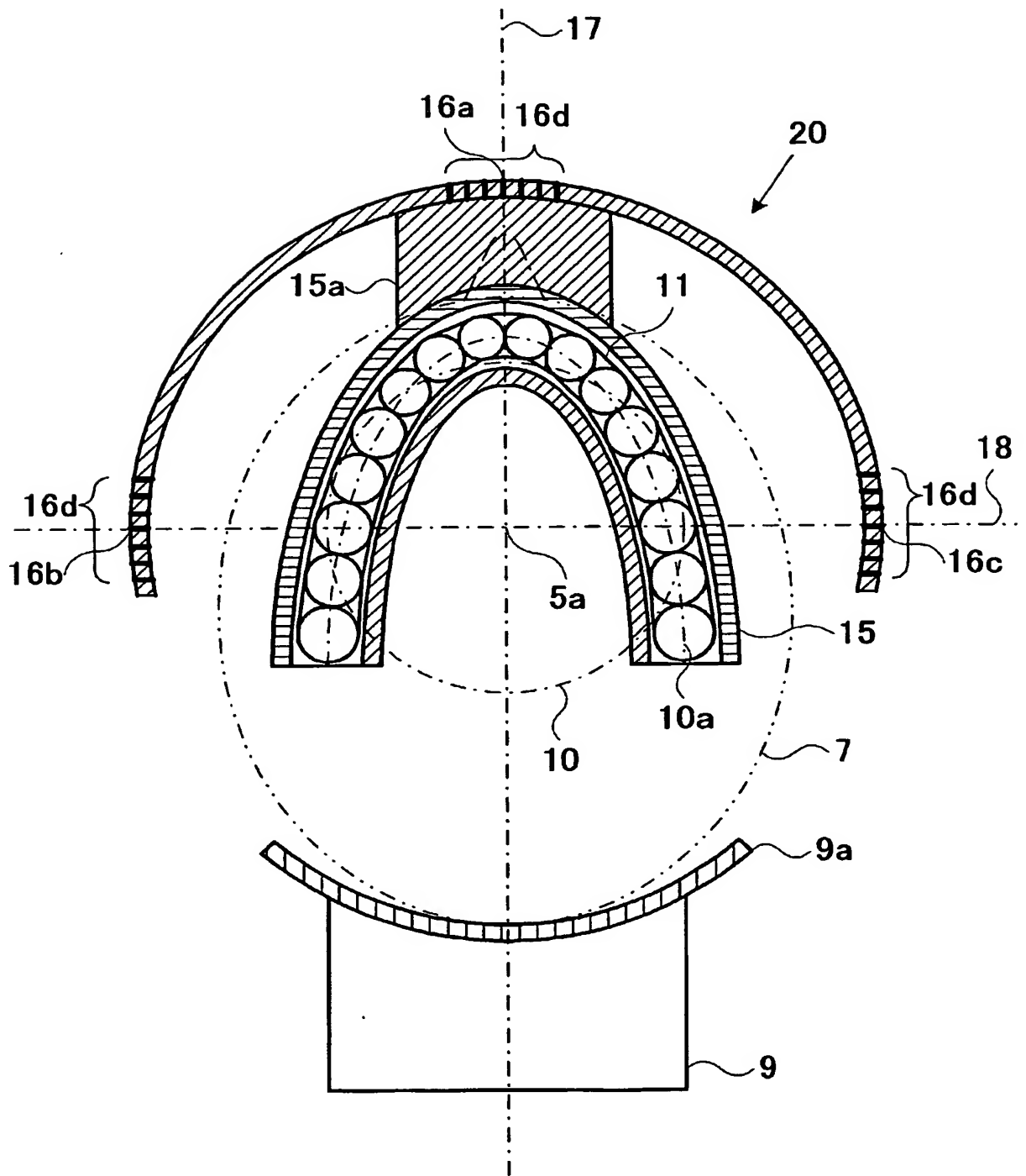
10/11

図 10



11/11

図 11



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP03/04286

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

Int.Cl⁷ A61B6/14

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

Int.Cl⁷ A61B6/00-6/14

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2003
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2003	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2003

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	JP 2001-518341 A (VIRTA, Arto), 16 October, 2001 (16.10.01), Full text; Figs. 1 to 25	1-5, 7-9
Y	Full text; Figs. 1 to 25 & WO 99/17659 A & EP 1018941 A	6
Y	JP 58-175546 A (Kabushiki Kaisha Morita Seisakusho), 14 October, 1983 (14.10.83), Full text; Figs. 1 to 4 (Family: none)	6

☐ Further documents are listed in the continuation of Box C.

☐ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:
 "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance
 "E" earlier document but published on or after the international filing date
 "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)
 "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means
 "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
 "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
 "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art
 "&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search
01 May, 2003 (01.05.03)

Date of mailing of the international search report
20 May, 2003 (20.05.03)

Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))

Int. Cl. A61B6/14

B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC))

Int. Cl. A61B6/00-6/14

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報	1922-1996年
日本国公開実用新案公報	1971-2003年
日本国登録実用新案公報	1994-2003年
日本国実用新案登録公報	1996-2003年

国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)

C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号
X	J P 2001-518341 A (ヴィルタ, アルト)	1-5, 7-9
Y	2001. 10. 16 全文、第1-25図	
Y	全文、第1-25図 & WO 99/17659 A & EP 1018941 A	
Y	J P 58-175546 A (株式会社モリタ製作所)	6
	1983. 10. 14 全文、第1-4図 (ファミリーなし)	

☐ C欄の続きにも文献が列挙されている。☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。

* 引用文献のカテゴリー

- 「A」 特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの
「E」 国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの
「L」 優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す)
「O」 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献
「P」 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願

- の日の後に公表された文献
「T」 国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの
「X」 特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの
「Y」 特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの
「&」 同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日

01.05.03

国際調査報告の発送日

20.05.03

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁 (ISA/J P)
郵便番号 100-8915
東京都千代田区霞が関三丁目4番3号

特許庁審査官 (権限のある職員)

安田 明央

2W

9309

電話番号 03-3581-1101 内線 3290